

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **05-007559**
(43)Date of publication of application : **19.01.1993**

(51)Int.Cl.

A61B 5/026

(21)Application number : **03-256890**

(71)Applicant : **ADVANCE CO LTD**

(22)Date of filing : **02.07.1991**

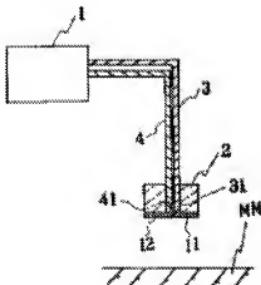
(72)Inventor : **KAJIMA SUSUMU**

(54) NON-CONTACT TYPE LASER BLOOD FLOWMETER

(57)Abstract:

PURPOSE: To enable accurate measurement of blood flow information in no contact with an organism by setting directions of polarization of a laser beam outputted and the laser beam reflected from a vital tissue different from each other.

CONSTITUTION: A probe 2 contains an output end face 31 to output a laser beam outputted to a vital tissue surface from a body 1 and an input end face 41 with which the laser beam returned being reflected from the vital tissue surface is detected to be sent to the body 1. A fiber 3 for irradiation serves to connect a light source of the body 1 and the output end face 31 of the probe 2. A receiving fiber 4 serves to connect the body 1 and the input end face 41 of the probe 2. Polarizers 11 and 12 vertical in the direction of polarization to each other are connected to the output end face 31 and the input end face 41 respectively. This enables accurate detection of the amount of blood flow in the vital tissue in no contact with the vital tissue.



(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-7559

(43)公開日 平成5年(1993)1月19日

(51)Int.Cl.⁵
A 61 B 5/026

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

8932-4C

A 61 B 5/ 02

3 4 0 D

審査請求 未請求 請求項の数1(全 5 頁)

(21)出願番号 特願平3-256890

(22)出願日 平成3年(1991)7月2日

(71)出願人 000126757

株式会社アドバンス

東京都中央区日本橋小舟町5番7号

(72)発明者 鹿嶋 進

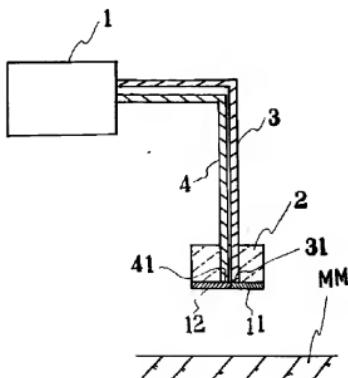
東京都府中市清水ヶ丘1-3-8 ハイツ
小林704

(54)【発明の名称】 非接触型レーザ血流計

(57)【要約】

【目的】 生体組織と非接触状態で使用するレーザ血流計に於いて、正確な血流量を測定する。

【構成】 レーザを出力する光源、帰還したレーザ光と前記光源から出力されるレーザ光から血流情報を算出する演算手段、前記光源から出力されたレーザ光を生体組織に接触せず、生体組織へ出力する為の出力手段、生体組織に接触せず生体組織から反射帰還したレーザ光を入力する手段、前記出力手段、前記入力手段の各々に装着され、且つ互いに偏向方向が異なる偏向手段を有することを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】レーザを出力する光源、帰還したレーザ光と前記光源から出力されるレーザ光から血流情報を算出する演算手段、前記光源から出力されたレーザ光を生体組織に接触せず、生体組織へ出力する為の出力手段、生体組織に接触せず生体組織から反射帰還したレーザ光を入力する入力手段、前記出力手段、前記入力手段の各々に装着され、且つ互いに偏光方向が異なる偏光手段を有することを特徴とする非接触型レーザ血流計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、非接触型のレーザ血流計に関する。

【0002】

【従来の技術】従来のレーザ血流計では、図1で示す様に組織からの散乱光信号を演算処理する電子回路とレーザ光を出力するレーザ管または、半導体レーザ素子から構成される本体(1)と被測定組織にレーザ光を導き組織からの散乱光を受光するためのプローブ(2)から構成される。組織からの散乱光を信号処理して、血流量のパラメータ(通常FLOWと言う)を本体出力から出力する。プローブには照射用のファイバ(3)と受光用のファイバ(4)がそれぞれ各1~2本入っている。照射用ファイバ(3)の先端付近を出力端面(31)へ受光用ファイバ(4)の先端付近を入力端面(41)とす。プローブ(2)は生体組織(5)に接触させて測定するが、この時接触方法としては両面テープで接着するか、軽い重りを乗せて生体組織が重りてもプローブが組織表面から離れないようにする必要がある。プローブ先端では照射用ファイバと受光用ファイバの間隔は、約0.2~1.0mm程度あるため、受光する光には組織表面からの反射光ではなく、すべて散乱光である。しかし、薬物等を注入した場所の血流を測定する際にはプローブが難題になり、また切開した組織や傷口にはプローブを接触させることは困難である。従って、プローブを組織に接触させないで血流測定することが必要な場合がある。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】従来のレーザ血流計を用いてプローブを組織に接触させないで測定する組織からの散乱光と同時に組織表面からの反射光(6)を受光するが、受光光量中の表面反射光量は組織内部での散乱光光量よりも多く、さらに組織が動くことによって大きく変化するため、組織血流が安定して測定できない。また、従来の信号処理方法においても図2で示す様にバンドパスフィルタ(7)を通した光電変換素子(8)後の信号のパワースペクトルの1次モーメントの積分強度を全受光光量でノーマライズしているが、この値は受光光を光電変換した後にローパスフィルタ(9)を通した平均値を用いているため(時定数0.5~1sec程度

度)、組織が動くと反射光量が変化してノーマライズに用いる全受光光量の平均値が時間遅れを伴って大きく振る。従って血流値が大きく振らざることになる。図2に於いて上述した構成以外の構成を説明する。(21)はレーザ光を出力する光源、(10)は、前段に設けられた光電変換素子(8)の出力電気信号を增幅する為の増幅手段、(11)は、パワースペクトルの1次モーメントの積分強度を算出する為の演算手段A、(12)は、入力信号の信号値を自乗した信号に変換する為の演算手段B、(13)は、演算手段A(11)の出力信号を一方の入力端で入力し、演算手段B(12)の出力信号を他方の入力端で入力し、演算手段A(11)の出力信号を演算手段B(12)の出力信号で除算(ノーマライズ)し、その除算した信号を出力する演算手段Cである。演算手段C(13)の出力値が血流速度を示すものである。

【0004】

【課題を解決するための手段】上記問題点に鑑み本発明は、レーザ光を出力する出力手段、および生体組織から反射するレーザ光を入力する入力手段の各々に互いに偏光方向が異なる偏光手段を設けることにより、上記手段を生体に非接触状態に於いて、正確な血流情報を測定する装置を実現した。

【0005】本発明の特徴は次の通りである。本発明は、表面反射成分を受光せず、組織で散乱した光のみを受光することで、上記問題点を解決する。直線偏光を粒子に照射すると、1回目の反射ではその偏光成分が保持されるが、2回散乱以上では偏光の情報が失われる。従って、組織に照射するレーザ光を直線偏光とし、それと直交する偏光成分のみを受光することで表面反射成分(1回散乱光)を除くことができる。このことを実現するために、従来例と同様の出力手段および入力手段を束ねたプローブの先端に互いに直交する偏光板を設けた。また、信号処理方法については、パワースペクトルの1次モーメントの積分強度を全受光光量でノーマライズせず、パワースペクトルの1次モーメントの積分強度をパワースペクトルの積分強度でノーマライズすることで、組織の動きによる全受光光量の変化に測定値が影響されないようにした。このとき得られる信号は赤血球によるレーザ光のドップラーシフトの平均値であり、赤血球速度に比例し、簡単な構成ながら正確な血流情報を得ることを可能としたものである。本発明で示す出力手段は、レーザ光を生体組織へ照射出力する照射用ファイバの出力端面を含むものとし、入力手段は、生体組織から反射したレーザ光を検出入力する受光用ファイバの入力端面を含むものとし、出力手段と入力手段はこれらを束ねて上記の様なプローブと称するものを形成してもよいし、各々切り離した構造を有してもよい。また、偏光板は上記の様に出力端面並びに入力端面に装着されたものであってもよいし、照射用ファイバ、受光用

ファイバの中間部分乃至は該ファイバの反射側端面に装着されたものであってもよい。従って出力手段は、照射用ファイバ、入力手段は受光用ファイバを含む場合もある。

【0006】

【実施例】図3は本発明の一実施例を示す図である。(1)は本体であり、レーザ光を出力する為の光源、血流情報を演算する為の演算手段、血流情報を表示する為の表示手段等々を内蔵している。

(2)はプローブであり、生体組織表面へ本体(1)から出力されたレーザ光を出力する為の出力端面(31)、生体組織表面から反射帰還したレーザ光を検出し、本体(1)へ送出する為の入力端面(41)を内蔵している。

(3)は照射用ファイバであり、本体(1)の光源とプローブ(2)の出力端面(31)との間を接続している。

(4)は受光用ファイバであり、本体(1)とプローブ(2)の入力端面(41)との間を接続している。

(11)、(12)は互いに偏光方向が垂直な偏光板であり、各々出力端面(31)、入力端面(41)に接続している。図4にその偏光板とプローブとの接続状態を示した。矢印(A)、(B)は各々偏光板の偏光方向を示す。(MM)は生体組織である。

【0007】次に動作を説明する。プローブ(2)と生体組織(MM)が非接触状態に於いて、本体(1)の光源から出力されたレーザ光は、照射用ファイバ(3)を介して出力端面(31)に到達する。出力端面(31)に到達したレーザ光は、偏光板(11)を介して生体皮膚組織(MM)に照射される。生体皮膚組織(MM)に照射されたレーザ光は、組織で反射されて、プローブ

(2)の偏光板(12)を介して入力端面(41)で検出される。入力端面(41)で検出されたレーザ光は、受光用ファイバ(4)を介して本体(1)の演算手段に取り込まれる。偏光板(11)を介して生体皮膚組織(MM)に照射されるレーザ光は直線偏光化している。生体皮膚組織(MM)から反射したレーザ光の成分中、入力端面(41)に接続された偏光板(12)の偏光方向の成分のみを有するレーザ光を通過させる。

【0008】本体(1)は受光用ファイバ(4)を介して取り込まれたレーザ光から血流情報を演算、算出する信号処理手段を内蔵するものであるが、信号処理手段の具体的構成例を図5に示す。(48)はレーザ光を出力する光源であり、半導体、真空管等で構成されている。(3)は照射用光ファイバ、(2)はプローブ、(4)は受光用光ファイバである。(MM)は生体組織である。(42)は光電変換手段であり、レーザ光で形成された信号を電気信号に変換する手段である。(43)は増幅手段であり、電気信号の振幅増幅を行う。(44)はバンドパスフィルタであり、約30(Hz)～30

(KHz)の帯域の電気信号を通過させる。(45)は、第1演算手段であり、入力電気信号を該信号のパワースペクトルの1次モーメントの積分強度を示す信号に変換する手段である。(46)は第2演算手段であり、入力電気信号を該信号のパワースペクトルの積分強度を示す信号に変換する手段である。(47)は除算手段である。別名ノーマライズと称し、2つの入力端を有し、この2つの入力端から入力された2信号から除算した値を示す信号を出力する手段である。この出力端を(4A)とする。

【0009】次に動作について述べる。光源(48)から出力したレーザ光は照射用ファイバ(30)、出力端面(31)、偏光板(11)を介して生体皮膚組織(MM)に照射される。生体皮膚組織(MM)から反射したレーザ光は、偏光板(12)を介して入力端面(41)で入力し、受光用ファイバ(4)を介して、光電変換素子(42)に到達する。光電変換手段(42)はこのレーザ光を電気信号に変換し、増幅器(43)でこの電気信号を增幅する。増幅された電気信号は、バンドパスフィルタ(44)で帯域を波され、第1演算手段(45)、第2演算手段(46)に供給される。第1演算手段(45)は、入力された電気信号をパワースペクトルの1次モーメントの積分強度を示す信号 $\int P(f) df$ に変換する。第2演算手段(46)は、入力された電気信号をパワースペクトルの積分強度を示す信号 $\int P(f) df$ に変換する。第1演算手段(45)の出力信号 $\int P(f) df$ および、第2演算手段(46)の出力信号 $\int P(f) df$ は、除算手段(47)に入力され、除算演算が施され算出信号 $(f) = \int P(f) df / \int P(f) df$ が得られる。出力端(4A)から出力された除算信号 (f) は、血流の平均周波数を示す信号であり、更に後段に示すものが、血流速度、血流量を算出する手段が接続され、その後表示手段が接続される。図5で示したフィルタ、演算手段等は、アナログ、デジタル何れかで構成されるが特に限られない。又、出力手段、入力手段に装着される偏光板は互々相異なる偏光方向を有するものであるが、好ましい例としては互いに偏光方向が垂直方向である偏光板を使用するものである。偏光板の材質、厚み、大きさは適宜選択されるものである。

【0010】実験例

生体組織の代わりに図6に示す様なボリアセタールブラック(PB)よりなる水槽を形成し内部にランダムな方向の流れの血流に相当する粒子分散液(DV)を充填する。測定面を(RN)で示した。通常、ランダムな方向の流れを有する粒子分散液は、ほぼ一定の流量で示される。従来例として図1、図2に示すレーザ血流計、本発明の一実験例として図3、図4、図5に示すレーザ血流計を用意した。各々、従来例と一実験例に対し、次の様な方法で粒子分散液の流量を測定した。プローブは、測

定面(RN)に対し、2.0 (mm) 離して固定静止させた後、5 mm/s e c の速度で10 (mm) の距離だけプローブを移動させた。結果を図7、図8で示す。図7は従来例を使用して粒子分散液の流量を示した図である。(L1) がプローブを移動させた時間である。横軸は時間、縦軸は速度を示す。(MM) は静止時である。これらの図から、本発明の一実施例では、プローブを移動させてもほとんど移動時に於ける組織とプローブとの間で生じるノイズを受けることがない。即ち、プローブを非接触で使用しても充分に血流速度を測定することができる事を示している。

【0011】

【発明の効果】上述した通り本発明は、レーザ光を生体組織に照射する為の出力手段、および生体組織から反射したレーザ光を入力する入力手段に偏光板を装設することにより、生体組織と非接触状態で、生体組織内の血流量を正確に検出でき、しかもレーザ光を電気信号に変えこの電気信号から血流量を演算算出する過程を縮小で

きる等の効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図1】

【図2】従来例を説明する為の図である。

【図3】本発明の一実施例を示す図である。

【図4】図3で示したプローブの斜観を示す図である。

【図5】本発明の演算手段の一実施例を示すブロック図である。

【図6】本発明の一実施例と従来例を比較実験を説明する図である。

【図7】

【図8】本発明の一実施例と従来例を比較実験した結果を説明する図である。

【符号の説明】

1 本体

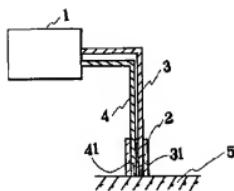
2 プローブ

3 輝光用ファイバ

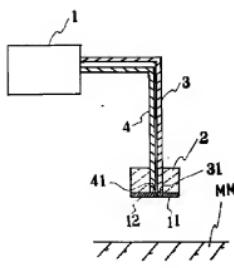
4 受光用ファイバ

11、12 偏光板

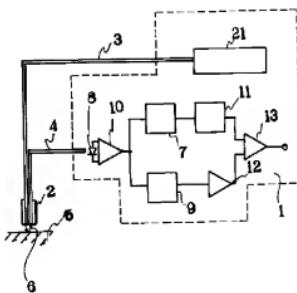
【図1】



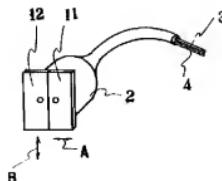
【図3】



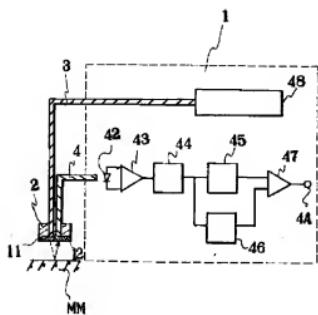
【図2】



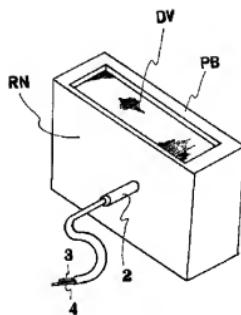
【図4】



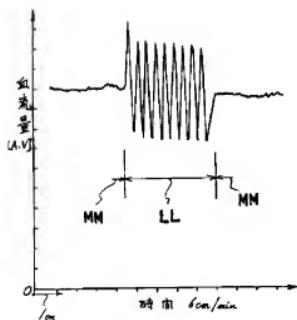
【図5】



【図6】



【図7】



【図8】

